

[First Hit](#) [Previous Doc](#) [Next Doc](#) [Go to Doc#](#)

End of Result Set

☐ [Generate Collection](#) [Print](#)

L1: Entry 1 of 1

File: DWPI

Jan 8, 1982

DERWENT-ACC-NO: 1982-12210E

DERWENT-WEEK: 198207

COPYRIGHT 2006 DERWENT INFORMATION LTD

TITLE: Electromagnetically operated artificial heart - has magnetic zones embedded in elastomeric sidewalls with electric coils in central partition connected to AC source

INVENTOR: BOURDE, J ; DUMAS, J C

PATENT-ASSIGNEE:

ASSIGNEE

CODE

POL V

POLVI

PRIORITY-DATA: 1980FR-0015109 (July 4, 1980)

[Search Selected](#)[Search ALL](#)[Clear](#)

PATENT-FAMILY:

PUB-NO

PUB-DATE

LANGUAGE

PAGES

MAIN-IPC

☐ [FR 2485928 A](#)

January 8, 1982

015

INT-CL (IPC): A61F 1/22; A61M 1/03

ABSTRACTED-PUB-NO: FR 2485928A

BASIC-ABSTRACT:

Artificial heart comprises a deformable pocket made of a bio-compatible silicon elastomer compared of dimethylsiloxane chains. The side walls of the heart each enclose a magnetic zone both polarised in the same serve. There zone are formed by introducing non-magnetised ferromagnetic particles into an elastomers liquid which is then magnetised.

The artificial heart has a central partition which incorporates a series of electric coils connected to an alternating current source. The central partition is kept on equal distance from the sidewalls by suspension filaments. Its the current is applied to the coils, the magnetic zones of the walls are drawn together and urged apart to perform a pumping action.

TITLE-TERMS: ELECTROMAGNET OPERATE ARTIFICIAL HEART MAGNETIC ZONE EMBED ELASTOMER
SIDEWALL ELECTRIC COIL CENTRAL PARTITION CONNECT AC SOURCE

ADDL-INDEXING-TERMS:

SILICON DI METHYL POLYSILOXANE

DERWENT-CLASS: A96 P32 P34

CPI-CODES: A06-A00E; A08-M09; A12-V02;

POLYMER-MULTIPUNCH-CODES-AND-KEY-SERIALS:

Key Serials: 0009 0231 1306 2218 2220 2675 3258 2742 2765

Multipunch Codes: 013 032 04- 05- 229 308 310 38- 43& 50& 525 62- 623 627 645 651
654 694 721

[Previous Doc](#)

[Next Doc](#)

[Go to Doc#](#)

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 485 928

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 15109

(54) Organes artificiels pour assister la circulation sanguine, notamment pompes cardiaques et valves.

(51) Classification internationale (Int. CL³). A 61 M 1/03; A 61 F 1/22.

(22) Date de dépôt..... 4 juillet 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 1 du 8-1-1982.

(71) Déposant : POL Vincent, BOURDE Jacques et DUMAS Jean-Claude, résidant en France.

(72) Invention de : Vincent Pol, Jacques Bourde et Jean-Claude Dumas.

(73) Titulaire :

(74) Mandataire : Cabinet Beau de Loménie,
14, rue Raphaël, 13008 Marseille.

La présente invention a pour objet des organes artificiels destinés à assister la circulation sanguine, notamment des pompes cardiaques et des valvules.

Le secteur technique de l'invention est celui de la construction des organes artificiels et plus particulièrement de pompes cardiaques et de valvules artificielles, destinés soit à assister la circulation sanguine extracorporelle, soit à servir de prothèses cardio-vasculaires implantables.

On a déjà proposé et expérimenté sur l'animal de nombreux types de coeurs artificiels ou pompes cardiaques destinés à seconder ou à remplacer, partiellement ou entièrement, un coeur défaillant.

Certaines de ces pompes cardiaques reproduisent la structure des pompes mécaniques à piston, à rotor, à membrane ou des pompes péristaltiques à galets.

D'autres pompes cardiaques ont une structure qui ressemble à la morphologie d'un coeur et comportent des ventricules constitués de poches ou de soufflets déformables qui sont mus par un fluide.

L'objectif de la présente invention est de procurer des pompes et des valves dont la structure rappelle la morphologie et les dimensions des organes naturels et qui fonctionnent sur des bases nouvelles.

L'invention a pour objet générale des organes artificiels pour assister la circulation sanguine, qui comportent un corps déformable en un élastomère souple de qualité bio-médicale, notamment en un silicone élastomère composé de chaînes de diméthylsiloxane de formule

$$\left| \begin{array}{c} \text{CH}_3 \\ | \\ \text{SiO}_2 \\ | \\ \text{CH}_3 \end{array} \right|$$

lequel corps comporte au moins une paroi qui contient une plage aimantée incorporée et noyée dans la masse de l'élastomère.

Selon un premier mode de réalisation, les plages aimantées sont composées de particules d'un matériau ferromagnétique dur qui ont été incorporées à l'état non aimanté dans la masse de l'élastomère liquide avant réticulation et qui ont été ensuite aimantées de telle sorte que toutes les particules aient un axe magnétique sensiblement perpendiculaire à la paroi qui est polarisée magnétiquement.

Selon un deuxième mode de réalisation, les plages aimantées sont des aimants permanents, en forme de plaques ou de pastilles, notamment des pastilles d'un alliage de samarium et de cobalt, qui sont noyées dans la paroi en élastomère, de telle sorte que les axes magnétiques desdits aimants soient sensiblement perpendiculaires à la paroi.

De préférence, un organe artificiel selon l'invention comporte, en outre, des bobines électriques qui sont incorporées dans une paroi située en regard de l'une desdites plaques aimantées, et les axes desdites bobines sont

sensiblement perpendiculaires à la surface de la paroi dans laquelle elles sont incorporées.

L'invention a pour objet des pompes cardiaques qui comportent au moins une poche en un élastomère souple de qualité bio-médicale qui reproduit sensiblement la forme d'un ventricule, laquelle poche comporte, d'une part, deux parois latérales qui se rejoignent pour former l'enveloppe de ladite poche et qui contiennent chacune une plage aimantée, lesquelles plages aimantées sont polarisées magnétiquement toutes deux dans le même sens et comporte, d'autre part, une cloison médiane qui est maintenue par des ponts et qui contient une série de bobine électrique juxtaposées et placées entre les deux plages aimantées.

De préférence, les bobines électriques sont connectées sur une source de tension continue par l'intermédiaire de circuits qui permettent d'envoyer un courant d'appel, d'intensité élevée, successivement dans toutes les bobines qui s'échelonnent depuis la pointe jusqu'au sommet du ventricule puis un courant de maintien d'intensité moins élevée.

Une pompe cardiaque complète selon l'invention comporte deux ventricules et la cloison centrale, qui est mitoyenne aux deux ventricules, contient une série de bobines électriques qui sont alimentées par une source de tension alternativement dans un sens puis dans l'autre et les parois externes des deux ventricules contiennent chacune une plage aimantée, lesquelles plages sont polarisées en sens inverse et présentent toutes deux une même polarité sur la face intérieure du ventricule.

Une pompe cardiaque selon l'invention peut comporter, en outre, une deuxième poche déformable en un silicone élastomère de qualité bio-médicale qui reproduit sensiblement la forme d'une oreillette naturelle et qui comporte une cloison centrale dans laquelle au moins une bobine électrique est incorporée et deux parois latérales qui contiennent chacune une plage aimantée, lesquelles plages sont polarisées magnétiquement dans le même sens et présentent des pôles opposés sur leurs faces situées à l'intérieur de l'oreillette.

L'invention a également pour objet des valvules cardiaques, notamment des valvules tricuspides, mitrales ou sigmoïdes, qui peuvent être placées, soit sur un coeur naturel, soit sur une pompe cardiaque selon l'invention.

Une valvule cardiaque selon l'invention comporte deux lèvres déformables en un silicone élastomère de qualité bio-médicale qui peuvent être appliquées l'une contre l'autre, qui reproduisent la forme d'une valvule cardiaque naturelle et dans lesquelles sont incorporées des plages aimantées qui présentent des polarités opposées sur les faces des deux lèvres qui

viennent au contact l'une de l'autre.

De plus, une valvule selon l'invention comporte un corps sensiblement cylindrique en un silicone élastomère de qualité bio-médicale qui entoure lesdites lèvres et qui contient au moins deux bobines électriques sensiblement coaxiales dont les axes sont sensiblement perpendiculaires auxdites lèvres et qui sont placées de part et d'autre desdites lèvres, lesquelles bobines sont connectées sur une source de tension continue, de telle sorte que lorsqu'elles sont excitées, elles produisent des champs magnétiques de même sens.

10 L'invention a pour résultat de nouveaux organes artificiels pour assister la circulation sanguine qui peuvent être utilisés dans des dispositifs de circulation extracorporelle ou qui peuvent être implantés.

Les organes artificiels selon l'invention présentent une morphologie et des dimensions très voisines de celles des organes naturels, ce qui constitue un avantage. Ils sont composés d'élastomères de qualité bio-médicale, notamment de silicones à base de polymères ou de copolymères de diméthylsiloxane, qui ont été déjà utilisés pour réaliser des organes artificiels statiques et dont on sait qu'ils ne donnent pas lieu à des phénomènes de rejet ni à des phénomènes d'hémolyse. La morphologie voisine de celle des organes naturels réduit les risques d'hémolyse dus par exemple à des dépressions trop élevées ou à des frottements.

Les plages aimantées et les bobines électriques qui équipent les organes artificiels selon l'invention sont entièrement enrobées dans du silicone élastomère, de sorte que le sang est en contact uniquement avec du silicone de qualité bio-médicale.

L'incorporation, dans la masse d'un élastomère de silicone souple, de particules en un matériau ferromagnétique dur pour réaliser des plages aimantées ne modifie pas sensiblement la souplesse de l'élastomère et permet d'obtenir des parois facilement déformables. De plus, l'incorporation de particules en un matériau ferromagnétique doux dans les cloisons qui contiennent les bobines électriques permet d'augmenter la perméabilité magnétique du matériau et de mettre en jeu des forces magnétiques plus élevées avec des courants d'induction plus faibles, ce qui permet de réaliser des pompes cardiaques implantables consommant peu d'énergie électrique.

35 La description suivante se réfère aux dessins annexés qui représentent, sans aucun caractère limitatif, des exemples de réalisation de pompes cardiaques artificielles et de parties de celles-ci.

La figure 1 est une coupe d'une pompe cardiaque qui constitue un demi coeur artificiel.

40 La figure 2 est une coupe transversale selon II-II de la figure 1.

La figure 3 est une coupe axiale d'une valvule cardiaque.

La figure 4 est une coupe agrandie d'une connection avec un vaisseau sanguin.

La figure 5 est une coupe d'une pompe cardiaque qui constitue un coeur artificiel complet.

La figure 1 représente une coupe d'une pompe cardiaque qui constitue un demi coeur artificiel composé d'un ventricule et d'une oreillette et de deux valvules cardiaques. Ce demi coeur comporte un corps moulé en un silicone élastomère souple et déformable 1 dont la forme générale reproduit la morphologie générale d'un demi coeur humain. Le silicone est, de préférence, un polymère ou un copolymère de diméthylsiloxane vendu sous les marques Silastic ou Silastène.

Le ventricule qui est l'organe moteur principal est composé d'une poche déformable 2 qui est délimitée par deux parois latérales 3a et 3b qui se rejoignent pour former un sac fermé à l'extrémité inférieure, qui se termine en pointe comme dans un ventricule naturel. Chacune de ces parois latérales contient une plage 4a, 4b qui est constituée de matériaux à aimantation permanente. Les plages 4a et 4b sont constituées par exemple d'aimants permanents en forme de plaques ou de pastilles ou bien de particules en un matériau ferromagnétique dur qui ont été incorporées dans la masse de l'élastomère puis aimantées de telle sorte qu'elles présentent un axe magnétique sensiblement perpendiculaire à la paroi.

Les polarités magnétiques des zones 4a et 4b sont indiquées sur la figure 1, sur laquelle on voit que les deux plages sont polarisées dans le même sens et que les faces internes des deux parois ainsi que les faces externes présentent des polarités inverses.

La poche 2 comporte, en outre, une cloison centrale 5 qui part de la pointe. Cette cloison est reliée aux parois latérales par des ponts 6. Dans le silicone élastomère qui compose la cloison 5, sont incorporées plusieurs bobines électriques par exemple quatre bobines 7a, 7b, 7c, 7d, dont les axes x et x' sont sensiblement perpendiculaires au plan de la cloison 5. Les bobines sont connectées cycliquement par des conducteurs 8 sur une source de tension continue, par l'intermédiaire de circuits qui permettent d'envoyer une impulsion d'appel très brève et d'intensité élevée successivement dans toutes les bobines en partant de la pointe et dans le même sens puis d'alimenter toutes les bobines par un courant de maintien d'intensité moins élevée que le courant d'appel, puis d'inverser le sens d'alimentation des bobines. La durée du cycle complet qui correspond à l'alimentation d'une bobine dans un sens puis dans l'autre est sensiblement égale à un pouls normal, c'est-à-dire de l'ordre de 60 pulsations à la minute.

Ainsi, lorsque toutes les bobines sont alimentées en courant, par exemple dans le sens où elles produisent un champ magnétique orienté Sud-Nord de gauche à droite, les deux parois latérales 3a et 3b sont repoussées et la poche 2 se dilate. Lorsqu'on inverse le courant dans les bobines, les deux parois latérales sont attirées vers la cloison centrale et la poche 2 se contracte.

La configuration en pointe et l'alimentation séquentielle des bobines en partant de la pointe, permettent d'économiser l'énergie électrique.

Les parois latérales commencent à être attirées par la bobine inférieure qui est la plus rapprochée et elles se rapprochent ainsi progressivement des bobines supérieures. Il en résulte que les impulsions de courant d'appel qui consomment le plus d'énergie peuvent être très brèves, ce qui permet d'économiser la source électrique et d'obtenir une durée de vie de celle-ci plus longue.

On voit sur la coupe transversale représentée sur la figure 2 que la cloison 5 ne sépare pas la poche 2 en deux poches séparées. La poche 2 est un sac ouvert à l'extrémité supérieure et cette extrémité communique, d'une part, avec une autre poche déformable 9 dont la morphologie reproduit celle d'une oreillette et, d'autre part, avec un conduit de sortie 10 qui est connecté sur une artère, soit l'artère pulmonaire, s'il s'agit d'un demi coeur droit, soit l'aorte dans le cas du demi coeur gauche.

Une valve est placée dans un logement 11 prévu à cet effet entre le ventricule et l'oreillette pour remplir les fonctions d'une valvule tricuspide ou mitrale. De même, une autre valve est placée dans un logement 12 situé entre le ventricule et le conduit de sortie 10 et elle remplit les fonctions d'une valvule sigmoïde. La composition de ces valves sera décrite plus loin, en référence à la figure 3.

En dehors des différences de morphologie, l'oreillette 9 présente une structure analogue à celle d'un ventricule. Elle est composée de deux parois latérales 13a et 13b qui se rejoignent pour former une enveloppe. Chaque paroi latérale contient une zone à aimantation permanente 14a et 14b, dont les faces internes ont des polarités magnétiques opposées. La poche 9 comporte également une cloison centrale 15 dans laquelle sont incorporées des bobines électriques 16a, 16b, 16c dont les axes x x1 sont sensiblement perpendiculaires à la cloison 15. Ces bobines sont connectées par des conducteurs 17 sur la même source de tension continue par des circuits qui permettent de les exciter en opposition de phase avec les bobines 7a à 7d, de sorte que l'oreillette se contracte lorsque le ventricule se dilate et inversement.

On voit sur la figure 1 que le corps 1 peut être renforcé par des fils d'armatures 18, en forme d'anneau, incorporées dans la masse de part et d'autre des logements 11 et 12, destinés à recevoir les valvules. Les armatures 18 évitent l'écrasement des valvules lors des contractions cardiaques. Les fils 18 sont par exemple en acier inoxydable.

La figure 3 représente, à plus grande échelle, une coupe d'une valvule. Celle-ci comporte un corps 19, sensiblement cylindrique, d'axe y y_1 , qui est prolongé par des lèvres 20a et 20b. Le corps 19 et les lèvres 20a et 20b sont moulés en un silicone élastomère de qualité bio-médicale représenté par des hachures. Les lèvres 20a et 20b contiennent chacune respectivement une plage aimantée 21a et 21b. Les axes magnétiques des zones aimantées sont sensiblement perpendiculaires aux faces des plages aimantées. Les polarités magnétiques sont telles que les faces des deux plages aimantées qui se font face soient de polarité opposée, de telle sorte qu'elles s'attirent. Les forces magnétiques d'attraction mutuelle maintiennent les deux lèvres appliquées l'une contre l'autre et celles-ci forment un clapet étanche. Pour améliorer l'étanchéité, une des lèvres comporte une gorge dans laquelle s'emboîte un bourrelet en relief 22 de l'autre lèvre. Les deux lèvres appliquées l'une contre l'autre, présentent la forme générale d'un entonnoir conique dont la pointe est dirigée dans le sens de circulation du sang.

La valvule représentée sur la figure 3 comporte, en outre, deux bobines électriques 23a et 23b, qui sont incorporées dans les parois latérales du corps 19 et qui sont diamétralement opposées. Les axes x x_1 de ces bobines sont sensiblement perpendiculaires aux plages aimantées 21a et 21b.

Les bobines 23a et 23b sont connectées sur une source de tension continue dans un sens tel que lorsqu'elles sont excitées, elles produisent un champ magnétique de même sens. Ainsi, lorsque les bobines 23a et 23b sont excitées dans le sens voulu, elles attirent toutes deux les plages aimantées 21a et 21b et elles commandent l'ouverture des lèvres.

Afin d'améliorer la perméabilité magnétique à l'intérieur des bobines 23a et 23b, de même qu'à l'intérieur des bobines 7a à 7d et 16a à 16b, le silicone élastomère qui enrobe les bobines électriques est chargé avantageusement de particules ferromagnétique ayant les propriétés du fer doux, de sorte que pour une même tension d'excitation des bobines, on obtient une induction magnétique plus élevée et donc des forces d'attraction magnétiques plus importantes.

Les plages aimantées 21a et 21b ainsi que les plages aimantées 4a et 4b et 14a et 14b sont constituées avantageusement de particules

ferromagnétiques ayant un champ coercitif élevé, par exemple des ferrites de baryum, qui sont incorporées à l'état non aimanté dans la masse de l'élastomère à l'état liquide et qui sont aimantées pendant ou après le moulage des parois contenant les plages aimantées. On est ainsi conduit à mouler séparément les parois contenant des plages aimantées, les parois contenant des bobines électriques et les parois en élastomère pur. On assemble ensuite entre elles ces différentes parois avant que la réticulation de l'élastomère ne soit terminée, de sorte que les différentes parties se soudent ensemble et que l'on obtient finalement un organe artificiel dont le corps ne présente aucune discontinuité comme s'il avait été moulé d'une seule pièce.

La figure 3 représente un mode de réalisation d'une valve comportant à la fois des plages aimantées 21a et 21b et des bobines électriques 23a, 23b. Une telle valve artificielle est utilisée par exemple pour remplacer les valvules mitrales ou tricuspides ou pour construire un shunt entre deux ventricules d'un même coeur. L'ouverture d'une telle valvule peut être commandée automatiquement en excitant les bobines à un instant programmé d'un cycle ou bien lorsque la différence de pression entre les deux côtés de la valve atteint un seuil déterminé.

On peut également construire des valvules sigmoïdes selon la figure 3. Toutefois, dans le cas des valvules sigmoïdes, on peut simplifier la construction et construire des valves artificielles qui comportent uniquement des plages aimantées 21a et 21b mais ne comportent pas de bobines électriques 23a, 23b. Dans ce cas, les forces magnétiques suffisent à maintenir les lèvres appliquées de façon étanche l'une contre l'autre jusqu'au moment où les forces dues à la différences de pression entre le ventricule et l'artère deviennent supérieures aux forces d'attraction magnétiques et à ce moment là, les lèvres s'ouvrent automatiquement.

Il est précisé que les valves artificielles selon l'invention peuvent être utilisées en combinaison avec un coeur artificiel selon l'invention, mais peuvent également être posées sur des coeurs naturels dans les nombreuses interventions chirurgicales à coeur ouvert destinées à remédier à des insuffisances au niveau des valvules.

La protection de la présente invention s'étend donc aux valvules artificielles utilisées, soit séparément, soit en combinaison avec des pompes cardiaques artificielles.

La figure 4 représente, à plus grande échelle, la liaison entre un conduit de sortie 24 d'une pompe cardiaque selon l'invention et un vaisseau sanguin 25.

On connaît des tubes synthétiques greffables, destinés à

confectionner des tronçons artificiels de veines ou d'artères, qui sont composés de tissus poreux et résorbables. Ces tubes sont constitués par exemple de tissus en polyamides. On sait raccorder ces tubes synthétiques sur des vaisseaux sanguins par couture. Le tissu artificiel est ensuite colonisé. Il se forme un épithélium dans lequel le tissu artificiel est enrobé et finit par se résorber.

Par contre, les élastomères de silicone ne sont pas greffables sur des vaisseaux sanguins.

Pour pallier cette difficulté, on équipe chaque conduit de sortie d'un tronçon 26 d'un tube synthétique greffable à l'extrémité duquel on viendra ensuite raccorder par couture un vaisseau sanguin 25. La fixation du tronçon 26 sur le conduit 24 en élastomère de silicone est réalisée de la façon suivante. On moule l'élastomère de silicone 24 par exemple en l'injectant à l'état liquide dans un moule dans lequel il réticule en durcissant. On introduit dans le moule le tronçon 26 à un moment où l'élastomère n'a pas durci entièrement et où il est suffisamment visqueux pour pénétrer légèrement dans le tissu poreux du tronçon artificiel 26. On obtient ainsi une très bonne liaison mécanique entre l'élastomère et le tronçon artificiel 26 qui pénètre à l'intérieur du conduit 24 et, après raccordement sur un vaisseau 25, un épithélium 26a peut se former à l'intérieur du tronçon 26 y compris à l'intérieur de l'extrémité de ce tronçon qui est fixé au conduit 24 et qui reste apparente, de telle sorte que la greffe sur un vaisseau sanguin 25 est rendue possible.

La figure 5 représente un exemple de réalisation d'une pompe cardiaque complète. Les parties homologues sont représentées par les mêmes repères sur les figures 1 et 5 et il n'est donc pas nécessaire de reprendre en détail la description de ces parties homologues. La description de ces parties se référant à la figure 1 est valable pour les parties homologues de la figure 5. Les seules différences sont les suivantes.

Dans le cas de la figure 5, la cloison médiane 5 est mitoyenne aux deux ventricules et bien entendu, elle constitue une séparation étanche entre ceux-ci. Les polarités magnétiques des plages aimantées 4a et 4b qui sont incorporées dans les deux parois latérales 3a et 3b sont différentes de celles de la figure 1. En effet, comme on le voit sur la figure 5, les faces internes des deux plages aimantées 4a et 4b présentent toutes deux une même polarité par exemple un pôle Sud. Ainsi, lorsque les bobines électriques sont excitées alternativement dans un sens, puis dans l'autre, l'une des parois latérales est attirée par les bobines pendant que l'autre est repoussée et les deux ventricules se dilatent et se contractent en opposition de phase.

De préférence, un shunt équipé d'une valvule 27 selon l'invention est prévu dans la cloison mitoyenne 5. Ce shunt est du même type que les deux valvules sigmoïdes 28 placées dans les logements 12 à l'entrée des artères pulmonaires et de l'aorte (la valvule placée à l'entrée de l'aorte n'est pas visible sur la figure). Ces valvules 27 et 28 comportent
5 uniquement des plages aimantées incorporées dans les lèvres.

Au contraire, les valvules mitrales 29 et tricuspide 30 situées dans les logements 11, sont du type correspondant à la figure 3.

Les oreillettes droite et gauche sont identiques à l'oreillette
10 de la pompe selon la figure 1.

Bien entendu, sans sortir du cadre de l'invention, les divers éléments constitutifs des pompes cardiaques et des valves artificielles qui viennent d'être décrits à titre d'exemple pourront être remplacés par des éléments équivalents remplissant les mêmes fonctions.

RE V E N D I C A T I O N S

- 1 - Organe artificiel pour assister la circulation sanguine, caractérisé en ce qu'il comporte un corps (1) déformable en un élastomère souple de qualité bio-médicale, notamment en un silicone élastomère composé de chaînes de diméthylsiloxane de formule $\left| \begin{array}{c} \text{CH}_3 \\ | \\ \text{SiO}_2 \\ | \\ \text{CH} \end{array} \right|$, lequel corps comporte

5 au moins une paroi (3a, 3b) qui contient une plage aimantée (4a, 4b) incorporée et noyée dans la masse de l'élastomère.
- 2 - Organe artificiel selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdites plages aimantées (4a, 4b) sont composées de particules d'un matériau ferromagnétique dur qui ont été incorporées à l'état non aimanté

10 dans la masse de l'élastomère liquide, avant réticulation, et qui ont été ensuite aimantées, de telle sorte que toutes les particules aient un axe magnétique sensiblement perpendiculaire à la paroi qui est polarisée magnétiquement.
- 3 - Organe artificiel selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdites plages aimantées sont des aimants permanents en forme de plaques

15 ou de pastilles, notamment des pastilles d'un alliage de samarium et de cobalt, qui sont noyées dans la paroi en élastomère, de telle sorte que les axes magnétiques desdits aimants soient sensiblement perpendiculaires à la paroi.
- 20 4 - Organe artificiel selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que ledit corps déformable comporte, en outre, des bobines électriques (7a, 7b, 7c, 7d), qui sont incorporées dans une paroi située en regard de l'une desdites plages aimantées et les axes (x xl) desdites bobines sont sensiblement perpendiculaires à la surface de la paroi (5)

25 dans laquelle elles sont incorporées.
- 5 - Pompe cardiaque selon la revendication 4, caractérisée en ce qu'elle comporte au moins une poche déformable (2) en un élastomère souple de qualité bio-médicale, qui reproduit sensiblement la forme d'un ventricule, laquelle poche comporte, d'une part, deux parois latérales (3a, 3b) qui

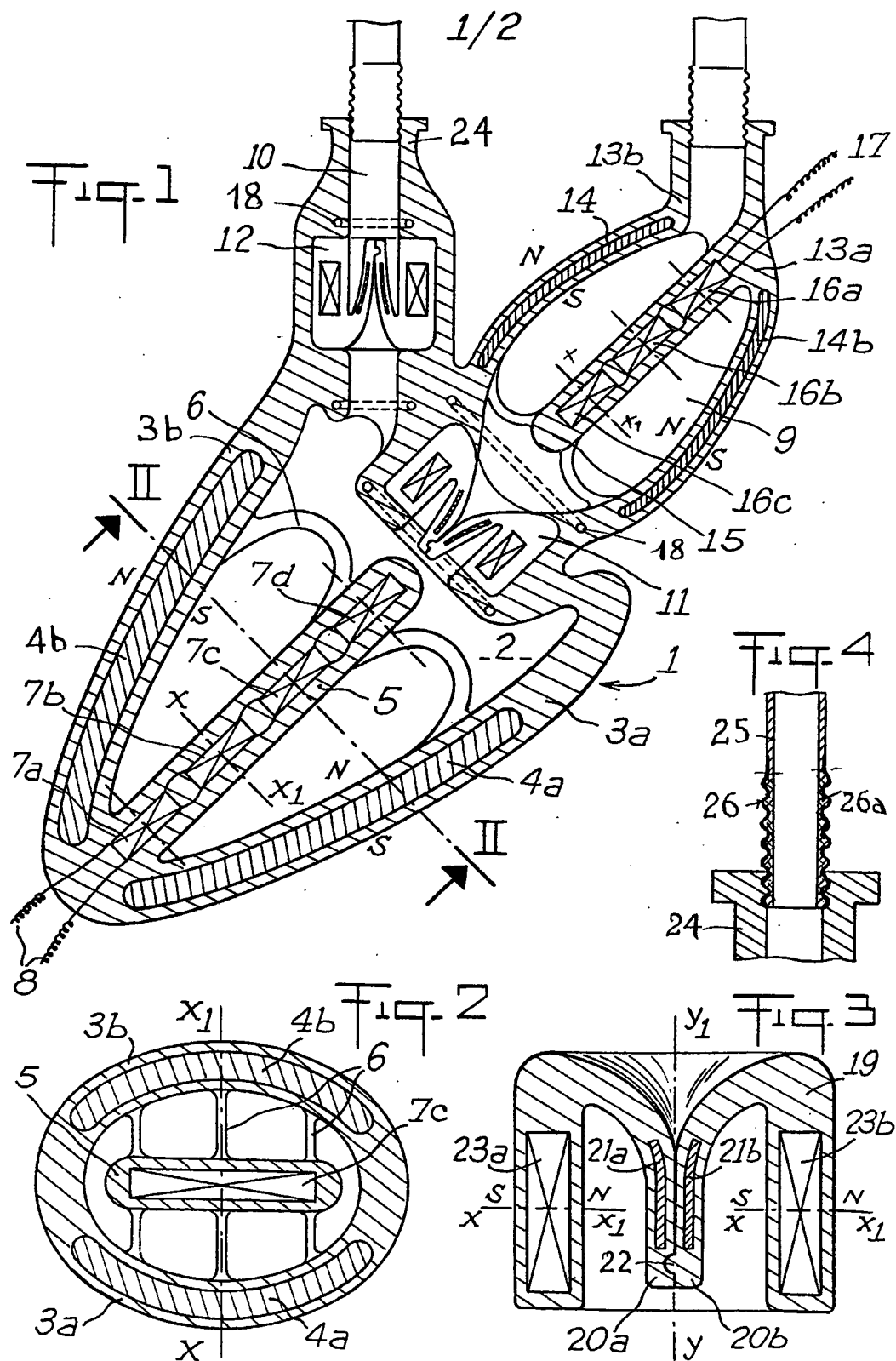
30 se rejoignent pour former l'enveloppe de ladite poche et qui contiennent chacune une plage aimantée (4a, 4b), lesquelles plages aimantées sont polarisées magnétiquement toutes deux dans le même sens, et comporte, d'autre part, une cloison médiane (5) qui est maintenue par des ponts (6) et qui contient une série de bobines électriques (7a, 7b, 7c, 7d)

35 juxtaposées et placées entre les deux plages aimantées.
- 6 - Pompe cardiaque selon la revendication 5, caractérisée en ce que lesdites bobines sont connectées sur une source de tension continue par l'intermédiaire de circuits (8) qui permettent d'envoyer un courant d'appel,

d'intensité élevée, successivement dans toutes les bobines qui s'échelonnent depuis la pointe jusqu'au sommet du ventricule, puis un courant de maintien d'intensité moins élevée.

- 5 7 - Pompe cardiaque selon l'une quelconque des revendications 5 et 6
comportant deux ventricules, caractérisée en ce que la cloison centrale
(5), qui est mitoyenne aux deux ventricules, contient une série de bobines
électriques (7a, 7b, 7c, 7d) qui sont alimentées par une source
de tension alternativement dans un sens puis dans l'autre et les parois
externes (3a, 3b) des deux ventricules contiennent chacune une plaque
10 aimantée (4a, 4b), lesquelles plaques sont polarisées en sens inverse
et présentent toutes deux une même polarité sur la face intérieure du
ventricule.
- 15 8 - Pompe cardiaque selon l'une quelconque des revendications 6 et 7, caractérisée en ce qu'elle comporte, en outre, au moins une deuxième poche
déformable (9) en un silicone élastomère de qualité bio-médicale qui reproduit sensiblement la forme d'une oreillette naturelle et qui comporte
une cloison centrale (15) dans laquelle au moins une bobine électrique
(16a, 16b, 16c) est incorporée et deux parois latérales (13a, 13b) qui
contiennent chacune une plaque aimantée (14a, 14b) lesquelles plaques sont
20 polarisées magnétiquement dans le même sens et présentent des pôles opposés sur leurs faces situées à l'intérieur de l'oreillette.
- 25 9 - Valvule cardiaque, notamment valvule tricuspide, mitrale ou sigmoïde, caractérisée en ce qu'elle comporte deux lèvres déformables (20a, 20b) en
un silicone élastomère de qualité bio-médicale, qui peuvent être appliquées l'une contre l'autre, qui reproduisent la forme d'une valvule
cardiaque naturelle et dans lesquelles sont incorporées des plaques
aimantées (21a, 21b) qui présentent des polarités opposées sur les faces
des deux lèvres qui viennent au contact l'une de l'autre.
- 30 10 - Valvules cardiaques selon la revendication 9, notamment valvules mitrales ou tricuspides, caractérisées en ce qu'elles comportent, en outre,
un corps (19) sensiblement cylindrique en un silicone élastomère de qualité bio-médicale, qui entoure lesdites lèvres et qui contient au moins
deux bobines électriques (23a, 23b) sensiblement coaxiales, dont les
axes (x x') sont sensiblement perpendiculaires auxdites lèvres (21a, 21b)
35 et qui sont placées de part et d'autre desdites lèvres, lesquelles bobines sont connectées sur une source de tension continue, de telle sorte
que lorsqu'elles sont excitées elles produisent des champs magnétiques
de même sens.
- 40 11 - Pompe cardiaque selon l'une quelconque des revendications 5 à 8j caractérisée en ce qu'elle comporte des conduits (24) de sortie des

5 ventricules et des oreillettes qui sont équipés chacun d'un tronçon de vaisseau artificiel (26) en un tissu synthétique greffable et résorbable qui est destiné à être raccordé par couture sur un vaisseau sanguin (25), lequel tronçon est fixé à l'extrémité dudit conduit par pénétration partielle (26a) de l'élastomère de silicone à l'état visqueux dans le tissu greffable.



2/2

Fig. 5

